

## PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 11-276499

(43)Date of publication of application : 12.10.1999

(51)Int.Cl.

A61B 17/36

A61B 1/00

A61N 5/06

(21)Application number : 10-104020

(71)Applicant : TERUMO CORP

(22)Date of filing : 30.03.1998

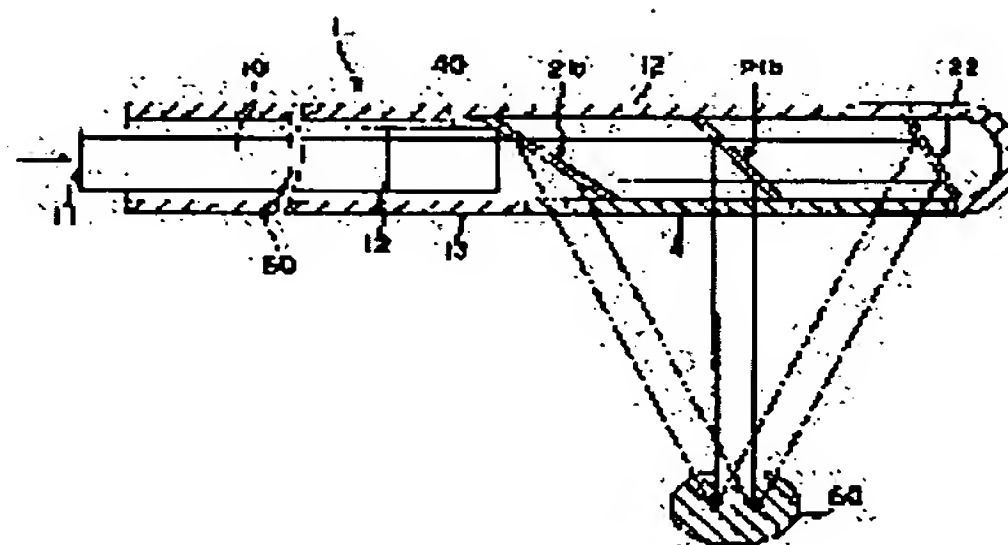
(72)Inventor : IWAHASHI SHIGENOBU  
ARIURA SHIGEKI  
MAKI SHIN

## (54) LASER IRRADIATOR

## (57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a long-size laser irradiator capable of effectively irradiating a laser to the lesion part positioned in the deep part while restraining influence on an irradiating surface tissue and excellent in the so-called living body deep reachability and selectivity of the irradiating part.

SOLUTION: This laser irradiator has beam splitters 21a, 21b and a reflecting mirror 22 (an emitting means) to emit plural laser beams different in an optical path so as to concentrate on the target part 60, and is constituted so that the laser beams are emitted as the parallel light. A converting means to convert the laser beams into the parallel light is desirably provided, and a collimator lens is desirable as the converting means, and is desirably constituted so as to emit the laser beams in the radial direction of an optical fiber 10.



## LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's

decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

JP-A-11-276499

[Claim 1]

A slender laser radiating apparatus having a radiating means for radiating a plurality of laser beams with different optical paths in such a way as to focus at an intended location, in particular, a laser radiating apparatus characterized by being constituted to radiate said laser beams as parallel lights.

Paragraph [0031]

The optical fiber 10 for conducting laser beams have an inlet end 11 on the proximal side and a outlet end 12 on the distal end to guide the laser beams from the inlet end 11 to the outlet end 12. A laser generating apparatus (not shown) is connected to the proximal side of the inlet end 11.

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平11-276499

(43) 公開日 平成11年(1999)10月12日

(51) Int.Cl.<sup>6</sup>

識別記号

F I

A 6 1 B 17/36

3 5 0

A 6 1 B 17/36

3 5 0

1/00

3 0 0

1/00

3 0 0 H

A 6 1 N 5/06

A 6 1 N 5/06

E

審査請求 未請求 請求項の数 6 F D (全 9 頁)

(21) 出願番号

特願平10-104020

(22) 出願日

平成10年(1998)3月30日

(71) 出願人 000109543

テルモ株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目44番1号

(72) 発明者 岩橋 茂信

神奈川県足柄上郡中井町井ノ口1500番地

テルモ株式会社内

(72) 発明者 有浦 茂樹

神奈川県足柄上郡中井町井ノ口1500番地

テルモ株式会社内

(72) 発明者 牧 伸

神奈川県足柄上郡中井町井ノ口1500番地

テルモ株式会社内

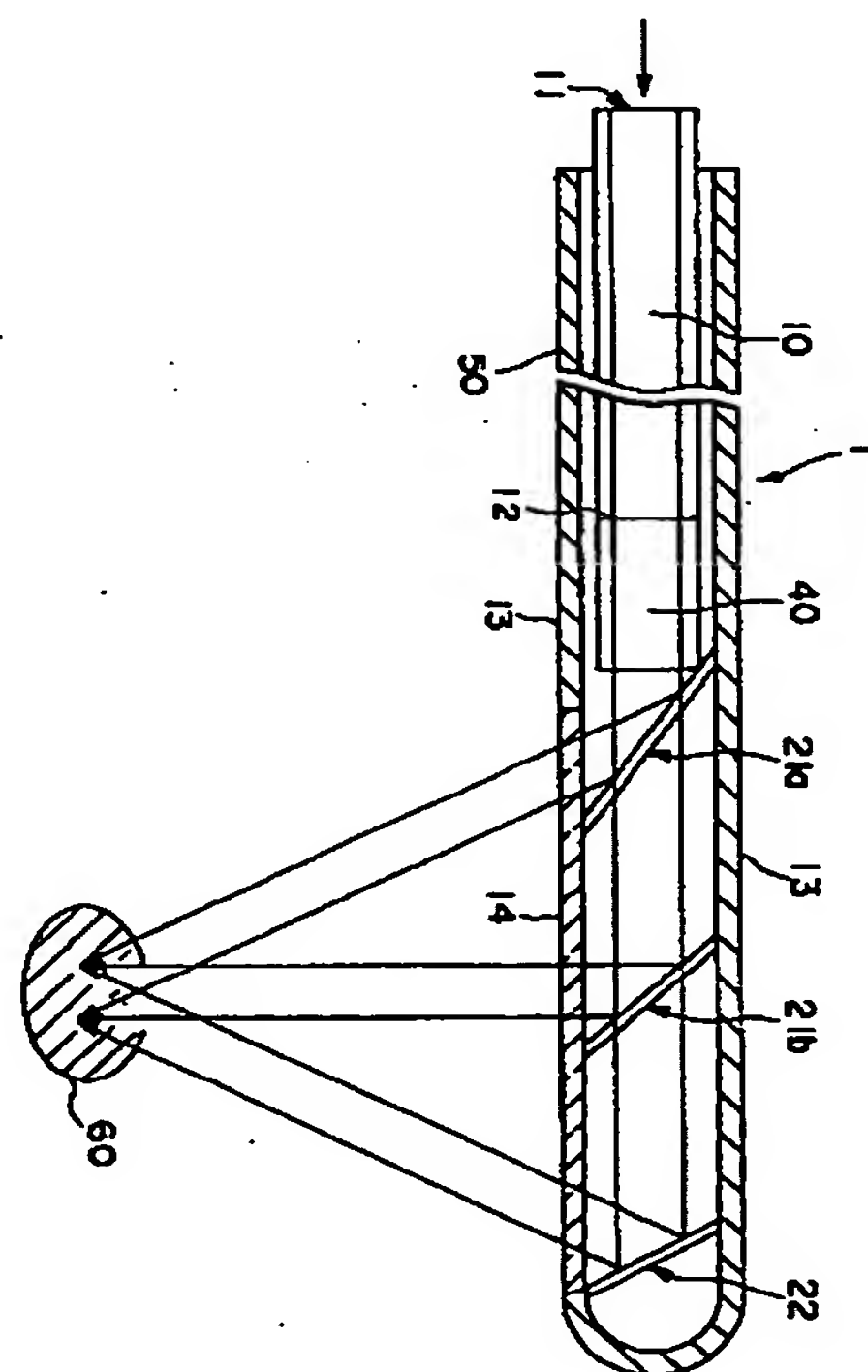
(74) 代理人 弁理士 増田 達哉

(54) 【発明の名称】 レーザ照射装置

(57) 【要約】

【課題】 照射表面組織への影響を抑制しつつ深部に位置する病変部に効果的にレーザを照射することができる、所謂生体深達性および照射部位の選択性に優れた長尺状のレーザ照射装置を提供する。

【解決手段】 光路が異なる複数のレーザ光を目的部位60に集中させるように出射するビームスプリッタ21a、21bおよび反射鏡22（出射手段）を備え、レーザ光を平行光として出射するよう構成されている。レーザ光を平行光に変換する変換手段を備えることが好ましく、また、レーザ光は光ファイバ10の径方向に出射されるよう構成されていることが好ましい。



## 【特許請求の範囲】

【請求項 1】 光路が異なる複数のレーザー光を目的部位に集中させるように出射する出射手段を備える長尺状のレーザー照射装置において、  
前記レーザー光を平行光として出射するように構成されていることを特徴とするレーザー照射装置。

【請求項 2】 前記レーザー光を平行光に変換する変換手段を備える請求項 1 に記載のレーザー照射装置。

【請求項 3】 前記変換手段はコリメートレンズである請求項 2 に記載のレーザー照射装置。

【請求項 4】 前記平行光のビーム径が 0. 2 ～ 5 mm である請求項 1 ないし 3 のいずれかに記載のレーザー照射装置。

【請求項 5】 前記出射手段はレーザー光を該レーザー光を導光する光ファイバの径方向に出射する請求項 1 ないし 4 のいずれかに記載のレーザー照射装置。

【請求項 6】 前記出射手段は平面鏡を有する請求項 1 ないし 5 のいずれかに記載のレーザー照射装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明が属する技術分野】本発明はレーザー照射装置であって、特に血管、尿道、腹腔等の生体内管腔に挿入して使用される長尺状のレーザー照射装置に関するものである。

## 【0002】

【従来の技術】従来、レーザー光はその単色性、指向性、高輝度性等の優れた光学特性により、精密な切断、穿孔等の加工に利用されている。また、生体組織に対するレーザー光の光熱反応を利用することにより、病変部の切除、血液凝固、組織凝固等の治療が行われている。

【0003】このようなレーザー治療においては、照射するレーザー光の波長とエネルギー密度、そして照射対象である生体組織の光学特性および、治療の種類等によって適当な装置が適宜選択され用いられてきた。しかしながら、いずれの装置を用いた場合にも、レーザー光の照射部位の制御は難しく、病変部組織のみを焼灼、凝固等する一方で周辺の正常組織に対し熱的影響を及ぼさないようにすることは困難であった。

【0004】このような問題を解決するためにレーザー光のビーム径を絞り、正常組織を避けるようにレーザー光を照射すること等が行われていた。

【0005】また、特開平 8 - 2 1 5 2 0 9 号公報には、レーザープローブ内に治療対象組織を取り込み、かかる組織に導針を穿刺して直接レーザー光を照射する技術が開示されている。これによれば組織の深部のみの焼灼が可能であるが、治療部位が広範囲である場合、導針の穿刺とレーザー光の照射を繰り返さなければならず、治療効率が悪く、患者に苦痛を与えかねないという問題があった。

【0006】さらに同号証には、複数のレーザーパワーを

出射させるとともに各レーザーパワーを自由に設定可能とする技術が開示されている。これによれば照射対象組織の形状に応じ、適切なレーザーパワーを供給可能とされている。

【0007】しかし、レーザー光の生体組織への吸収等から、照射表面組織への影響を抑制しながら深部の病変部に対し治療等に十分なレーザーエネルギーを供給することは非常に困難であるという問題があった。

## 【0008】

10 【発明が解決しようとする課題】本発明の目的は、照射表面の正常な組織への影響を抑制しつつ深部に位置する病変部に効果的にレーザーを照射することができる、所謂生体深達性および照射部位の選択性に優れたレーザー照射装置を提供する。

## 【0009】

【課題を解決するための手段】このような目的は、下記 (1) ～ (13) の本発明により達成される。

20 【0010】(1) 光路が異なる複数のレーザー光を目的部位に集中させるように出射する出射手段を備える長尺状のレーザー照射装置において、前記レーザー光を平行光として出射するように構成されていることを特徴とするレーザー照射装置。

【0011】(2) 前記レーザー光を平行光に変換する変換手段を備える上記 (1) に記載のレーザー照射装置。

【0012】(3) 前記変換手段はコリメートレンズである上記 (2) に記載のレーザー照射装置。

30 【0013】(4) 前記平行光のビーム径が 0. 2 ～ 5 mm である上記 (1) ないし (3) のいずれかに記載のレーザー照射装置。

【0014】(5) 前記出射手段はレーザー光を該レーザー光を導光する光ファイバの径方向に出射する上記 (1) ないし (4) のいずれかに記載のレーザー照射装置。

【0015】(6) 前記出射手段は平面鏡を有する上記 (1) ないし (5) のいずれかに記載のレーザー照射装置。

【0016】(7) 集中させる前記各レーザー光のパワーがほぼ等しくなるよう構成された上記 (1) ないし (6) のいずれかに記載のレーザー照射装置。

40 【0017】(8) 前記レーザー照射装置を固定する固定手段を備える上記 (1) ないし (7) のいずれかに記載のレーザー照射装置。

【0018】(9) 前記目的部位の近傍を冷却する冷却手段を備える上記 (1) ないし (8) のいずれかに記載のレーザー照射装置。

【0019】(10) 前記固定手段および前記冷却手段の少なくとも一方の機能を有するバルーンを備える上記 (8) または (9) に記載のレーザー照射装置。

50 【0020】(11) 前記目的部位およびその近傍を観察するための観察手段を備える上記 (1) ないし (10)



のいずれかに記載のレーザ照射装置。

【0021】(12) 前記レーザ光の波長は800～1300nmである上記(1)ないし(11)のいずれかに記載のレーザ照射装置。

【0022】(13) 前記レーザ光はNd-YAGレーザである上記(1)ないし(12)のいずれかに記載のレーザ照射装置。

【0023】

【発明の実施の形態】以下、本発明のレーザ照射装置を添付図面に示す好適実施形態に基づいて詳細に説明する。

【0024】図1は、本発明のレーザ照射装置の第1実施形態を示す概略断面図、図2は図1に示すレーザ照射装置の使用状態の一例を示す概略断面図である。

【0025】本実施形態のレーザ照射装置は前立腺肥大症の治療において、尿道に挿入して使用されるものである。

【0026】以下、レーザ照射装置の一例としてレーザ治療装置について説明する。この図に示すように、本発明のレーザ照射装置1は、例えば尿道等の生体内管腔への挿入を容易、かつ安全にするため、長尺状をなしている。

【0027】シース50内には光ファイバ10が收容されている。シース50は本体部13と窓部14とを有している。

【0028】本体部13の材料は、本発明のレーザ照射装置に可撓性を付与し、生体組織への物理的な刺激を低減させるために、例えばポリエチレン、ポリプロピレン、ポリエチレンテレフタレート、軟質ポリ塩化ビニル、ポリウレタン、ポリアミド、ポリイミド、ポリテトラフルオロエチレン、シリコーンゴムおよびエチレン酢酸ビニル共重合体等の可撓性を有する高分子材料等が好ましい。

【0029】また、本発明のレーザ照射装置に剛性を付与し操作性を高めるために、例えばポリカーボネート、アクリル系樹脂等の硬質高分子材料あるいはステンレス、チタン、チタン系合金等の金属材料を用いることが好ましい。

【0030】窓部14はレーザ透過性に優れた材料から構成されていることが好ましい。これによりシース50自身の発熱を抑制し、シース50に接触する組織等の加熱を防止することができる。窓部14を構成する材料としては、例えばメタクリレート系樹脂、ポリカーボネート、ポリエチレン、ポリ塩化ビニル、ポリプロピレン、ポリスチレン、ポリエチレンテレフタレート、ポリブチレンテレフタレート、ポリアミド、ポリウレタン、フッ素系樹脂およびこれらの樹脂を含む複合材料あるいはガラス材料等が挙げられる。

【0031】レーザ光を導光する光ファイバ10は、基端側に入射端部11、先端側に出射端部12を有し、レ

ーザ光を入射端部11から出射端部12へと導光する。入射端部11の基端側には、図示しないレーザ発振装置が接続されている。

【0032】光ファイバ10としては、石英ガラス等のガラス材料、メタクリレート系樹脂等のプラスチック材料から構成されたもの等が用いられる。光ファイバ10はいかなる構造のものでもよく、例えば1つのコアの周囲をグラッドが取り囲む二重構造のものや複数のコアの周囲にグラッドが設けられたもの、あるいは複数の光ファイバを束ねた光ファイババンドル等で構成されたものでもよい。

【0033】また、レーザ光を導光する光学素子としては上記光ファイバに限られず、例えばロッドレンズ等でもよい。

【0034】光ファイバ10の出射端部12の先端側には、レーザ光を平行光に変換する変換手段としてコリメートレンズ40が設けられている。これにより平行光を照射することができるため拡散光よりもエネルギー密度が高く、例えば深部に位置する目的部位60に容易に到達可能なビームを得ることができ、所謂生体深達性を向上させることができる。また、組織の内部(深部)に位置する目的部位60にレーザ光を照射する場合、目的部位60に到達するレーザ光のエネルギー密度が同じであれば、平行光の方が表層部におけるエネルギー密度を低くすることができ、表層部組織の損傷を抑制することができる。

【0035】平行光のビーム径は、0.2～5mm程度であることが好ましく、0.4～3mmがより好ましい。ビーム径が大きすぎると目的部位60の周辺部にまでレーザ光が照射されてしまうおそれがあり、照射部位の選択性が低下する場合がある。一方、ビーム径が小さすぎると照射効率が低下するおそれがある。

【0036】コリメートレンズ40は、レーザ光を平行光として出射可能であれば図示の位置に限らず、光路の任意の位置に配置することができる。

【0037】なお、変換手段としては、球面レンズ、非球面レンズ、分布屈折型平板レンズ、フレネルレンズ、ロッドレンズ(グリーンレンズ)等任意の光学素子を用いることができ、これらのうち、同種または異種の光学素子を組合せ、平行光を出射可能に構成されたものであってもよい。

【0038】コリメートレンズ40の先端側には、光ファイバ10の径方向へレーザ光を照射する出射手段としてビームスプリッタ21a、21bおよび反射鏡22とが設けられている。これによりレーザ光は光路が異なる複数のビームに分割される。

【0039】ここで「径方向」とは、光ファイバ10(シース50)の軸線から外側に向かって任意の角度で延びる方向を意味し、軸線に対し平行ではないことをいう。

10

20

30

40

50

【0040】レーザ光を径方向に出射する、いわゆる側方照射することにより、特に血管や尿道、腹腔等の生体内管腔に挿入してレーザ照射を行う場合、レーザ光の照射位置、照射角度等を調節し易く取扱性に優れる。

【0041】各ビームスプリッタは、その反射面に対し斜め方向からレーザ光が入射するように、光ファイバ10の軸線に対し5〜170°（90°を除く）の角度をもつように設置されていることが好ましい。

【0042】まず、ビームスプリッタ21aに入射したレーザ光は、透過光と反射光とに分割される。透過光はさらに先端側にあるビームスプリッタ21bに入射し、反射光は光ファイバ10（シース50）の径方向へ出射される。さらに、ビームスプリッタ21bで分割された反射光は径方向へ出射され、透過光は反射鏡22により径方向へ出射される。このようにして、レーザ光は3つに分割され径方向へ出射される。

【0043】このように、所定エネルギーのレーザ光を分割して出射することにより、分割された1つのレーザ光が照射表面組織に及ぼす影響を小さくすることができる。

【0044】また、ビームスプリッタ21a、21bおよび反射鏡22の角度を各々調節することにより、各レーザ光の照射角度および照射位置を任意に設定することができ、複数のレーザ光を同一箇所集中させることも容易に可能となる。

【0045】さらに、ビームスプリッタを用いれば、1本の光ファイバで導光されたレーザ光を分割して複数のレーザビームが得られるため、レーザ照射装置を細径化することができ、尿道等の生体内管腔への挿通性を向上させ、治療・処置をより円滑に行うことができる。

【0046】本発明で使用するビームスプリッタの分岐比は特に限定されず、レーザ光の分割数、レーザ光の強度、波長等により任意に選択することができる。また、ビームスプリッタの分岐比を各々独立に任意に設定することにより、各レーザビームの出射量を自由に調節可能であり、治療部位や症状に応じて適切なレーザ治療を行うことができる。

【0047】本発明で使用するビームスプリッタとしてはいかなるものであってもよく、レーザの波長、偏光特性等により適宜選択され、例えば平面ビームスプリッタ、キューブビームスプリッタ、薄膜ビームスプリッタ等が挙げられる。特に誘電体多層膜からなるビームスプリッタは、レーザ光の分割損失と発熱とを低減することができるためより好ましい。

【0048】シース50の最先端側には反射鏡22が設けられている。反射鏡22は、ビームスプリッタ21bを透過したレーザ光を全反射する平面鏡により構成されている。反射鏡22の反射面は金、アルミニウムまたは誘電体多層膜のコートが施されたもの等が好ましい。これにより、レーザ光の反射率および熱伝導率が向上し、

レーザ光の照射で発生する熱が速やかに放散されるため反射面の焼き付き等を防止することができる。

【0049】本発明のレーザ照射装置は、光路が異なる複数のレーザ光を目的部位に集中させるように構成されている。

【0050】本実施形態では、ビームスプリッタ21a、21bおよび反射鏡22の角度の調節等により、3つのレーザ光を目的部位60（例えば病変部）に集中させることができる。このような構成とすることにより、レーザ光の集中部において必要なレーザエネルギーを供給することができる。一方、各レーザ光のエネルギーを低く抑えられることにより、レーザ光が畳重または集中しない限り、組織に及ぼす熱的影響を軽減することができる。すなわち、病変部にレーザ光を集中させることで病変部組織を凝固・壊死させることができるが、レーザ光を集中させない病変部周辺や照射表面においては組織に損傷を与えることなく、照射部位の選択性の向上を図ることができる。

【0051】さらに、複数のレーザ光を集中させて必要エネルギーを得るため、1つのビーム径を極端に小さくする必要がなく、一度に広い範囲にレーザ光を照射するため効率的に治療・処置を行うことが可能となる。

【0052】また、集中させる各レーザ光のパワーは、ほぼ等しいことが好ましい。このような構成とすることにより、レーザ光のパワーの偏りを回避し目的部位以外の組織の損傷を防止することができ、照射部位の選択性が向上する。

【0053】本実施形態において、ビームスプリッタ21aの分岐比（反射率）を1/3とし、ビームスプリッタ21bの分岐比を1/2にすることで、3つの反射光のパワーをほぼ等しくすることができる。

【0054】レーザ光を集中させる目的部位はいかなる位置でもよく、例えば被照射物の深部であってもよい。

【0055】一般に、前立腺肥大症のレーザ治療は、図2に示すようにシース50を尿道62に挿入し、尿道壁621を介して前立腺の病変部63（肥大部）にレーザ光を照射することにより行われる。したがって、本発明のレーザ照射装置によれば、尿道壁621にはレーザ光を集中させず、尿道壁621より深部に位置する病変部63にレーザ光を集中させるように照射することができるため、病変部63の治療が可能である一方、尿道壁621の組織は損なわれない。

【0056】この場合、レーザ光は例えば尿道壁621から3〜22mm程度、好ましくは5〜17mm程度の深さの位置に集中させることが好ましい。この範囲とすることにより、尿道壁621や前立腺被膜、腹側の直腸壁に対し影響を及ぼすことなく、殆ど前立腺肥大症のレーザ治療を安全に行うことができる。

【0057】さらに、レーザ光を平行光とすることにより尿道壁621の組織の損傷を抑制しつつ深部に位置す



る病変部63への照射をより容易かつ確実に行うことができる。

【0058】本発明のレーザ照射装置で用いられるレーザ光としては生体深達性を有するものであれば特に限定されず、例えばHe-Neレーザ等の気体レーザ、Nd-YAGレーザ等の固体レーザ、GaAlAsレーザ等の半導体レーザ等が挙げられる。なかでも、波長が800～1300nm程度のレーザ光は、特に生体深達性に優れるので、レーザ光を生体組織に照射したときに、その表層部でのエネルギーの吸収が少なく、このため、より効果的に生体組織の深部に位置する照射目的部（病変部）にレーザ光を照射することができる。なお、前記波長のレーザ光を発生させるレーザ発振装置としては、例えば波長が1064nmのNd-YAGレーザが挙げられる。

【0059】さらに、レーザ光は連続光およびパルス光のいずれであってもよいが、連続光がより好ましい。パルス光では照射表面での照射周期による温度変化が大きく、表層部へ損傷を与えやすいが、連続光では一定の温度を維持することで照射表面の損傷を低減することができる。

【0060】図3は、本発明のレーザ照射装置の第2実施形態を示す。本実施形態のレーザ照射装置は、第1実施形態と同様に前立腺肥大症の治療において尿道に挿入して使用されるレーザ治療装置である。

【0061】以下、主に第1実施形態の場合と異なる点について説明する。本実施形態のレーザ照射装置1は、第1実施例の場合と同様に、本体部13と窓部14とを有するシース50内に光ファイバ10a、10b、10cが收容されている。光ファイバ10a、10b、10cの各出射端部12a、12b、12cは軸方向に位置をずらして配置されている。レーザ光は各光ファイバの入射端部11a、11b、11cから出射端部12a、12b、12cに導光される。

【0062】このような構成とすることにより、各光ファイバにより導光されるレーザ光を独立に選択することができるため、レーザ光の出射条件を任意に設定可能である。したがって病変部組織の形状や位置等に応じて適切なレーザ光を出射することができ、より効果的・効率的なレーザ治療が可能になる。また、各レーザ光のパワーをほぼ等しくする場合にも、各光ファイバ毎に独立して調整可能であるため容易に制御することができる。

【0063】各光ファイバの出射端部12a、12b、12cの先端側には、変換手段としてコリメートレンズ40a、40b、40cが設けられ、さらに先端側には、出射手段を構成する平面鏡からなる反射鏡22a、22b、22cが設けられている。レーザ光は平行光に変換され、反射鏡により径方向へ出射される。

【0064】各反射面の角度、位置等を調整することにより各レーザ光を目的部位に集中させることができる。

【0065】各出射端部から出射されるレーザ光は、種

類、パワー等において同じものでも異なるものとしてもよいが、本実施形態においても上記の場合と同様、集中させる各レーザ光のパワーはほぼ同じであることが好ましい。

【0066】なお、変換手段、出射手段、レーザ光等は第1実施形態の場合と同様のものを使用することができる。

【0067】図4は本発明のレーザ照射装置の第3実施形態を示す。本実施形態におけるレーザ照射装置1は、照射表面を冷却するための冷却手段としてバルーン70を備えている。バルーン70はシース50の先端側に固定されている。シース50に收容された光ファイバ、出射手段、変換手段等については上記実施形態で説明したもの等が用いられる。

【0068】レーザ照射装置1をバルーン70を収縮させた状態で尿道に挿入し、目的部位60（病変部）近傍に到達させたら、冷却液を注入口71からバルーン70内に注入する。これによりバルーン70は膨張し、バルーン70を満たした冷却液は冷却液排出口72から排出される。

【0069】レーザ照射を行う際に膨張させたバルーン70は尿道壁に接触し、バルーン70内を流動する冷却液により尿道壁は冷却される。これによりレーザ照射によって発生する熱による尿道壁組織の損傷を抑制することができる。このとき、レーザ光の照射前に予めバルーン70に冷却液を流動させて組織を冷却しておくことにより、効果をより向上させることができる。

【0070】また、冷却液の液温と流量をレーザ光の照射と連動して制御することにより、より適切な冷却を行うことができる。さらに冷却液の液温を低温にするほど冷却効率を向上させることができるが、0℃程度とすることがより好ましい。

【0071】さらに、バルーン70に温度センサ等の温度制御手段を設け被照射物表面および目的部位の温度を監視するよう構成することも好ましい。これによって一層効果的、効率的でかつ安全にレーザ照射を行うことができる。

【0072】冷却液としては特に限定されないが、生理食塩水を用いることが好ましい。バルーン70や冷却水の循環機構の機能不良等により冷却液が体内に漏出した場合でも生体への影響を緩和することができる。

【0073】バルーン70を構成する材料としては柔軟な樹脂材料が好ましく、なかでもポリオレフィン、ポリエステル、ポリアミド、ラテックス等がより好ましい。これらの材料はレーザ透過性に優れるため、レーザ光照射の際にバルーン70の発熱を低減することができる。

【0074】さらにバルーン70はレーザ照射装置を固定する固定手段として機能する。膨張させたバルーン70が尿道壁との良好な接触状態を確保・維持することにより、レーザ照射装置1は固定される。したがって病変



部に対しレーザ光を正確に照射することができ、制御性が維持される。さらに、バルーン 7 0 による圧迫により血液、その他の体液が圧迫部分から排除されて虚血状態となり、血液等への吸収によるレーザ光の減衰を小さくすることができる。また、バルーン 7 0 の膨張に伴い組織が圧縮されて病変部までの光路が短縮され、レーザ光の照射効果をより向上させることができる。

【0075】バルーン 7 0 に供給される流体は液体、気体のいずれであってもよいが、循環機構の機能不良等により流体が体内に漏出した場合の安全性を確保するため、生理食塩水を使用することが好ましい。

【0076】また、バルーン 7 0 に連通する流体の流路の少なくとも 1 個所に圧力弁等を設け、一定圧力でバルーン 7 0 を膨張させることも可能である。これによりバルーン 7 0 は尿道壁との一定の接触状態を保つため、流体の流量の変動によってレーザ光の照射位置や照射角度が変動するおそれがない。

【0077】流体として冷却液（例えば 0℃程度の生理食塩水）を用いた場合、バルーン 7 0 は固定手段および上記冷却手段として双方の機能を兼ね備える。

【0078】図 5 は、本発明のレーザ照射装置の第 4 実施形態を示す。上記第 3 実施形態のレーザ照射装置のシース 5 0 をアウターシース 5 3 内に挿通し、着脱可能な構造としたものである。これにより、生体組織に直接接触するアウターシース 5 3 のみをディスポーザブルとすることができる。また、レーザ光の照射方向や位置を変更する場合、内部のシース 5 0 のみを移動・回転させることにより達成されるため、尿道内でのシースの摺動に伴う擦過傷を軽減することができる。

【0079】図 6 は、本発明のレーザ照射装置の第 5 実施形態を示す。本実施形態のレーザ照射装置は、目的部位およびその近傍を観察するための観察手段として内視鏡 8 0 を備えている。内視鏡 8 0 は、内視鏡ルーメン 5 2 に挿入され、光ファイバ 1 0 と平行になるようにシース 5 0 内に設置されている。

【0080】内視鏡等の観察手段を備えることにより、レーザ光の誤照射を未然に防ぎ、安全かつ適切なレーザ治療が実施できる。さらに治療時間の短縮化、治療コストの最小化の達成が可能となる。

【0081】図 6 に示すように、本実施形態では前方斜視型の内視鏡が用いられている。これにより組織の観察がしやすく、またレーザ光の光路が観察手段の一部等によって妨げられることがない。

【0082】このようなレーザ照射装置 1 を尿道 6 2 に挿入し、レーザ照射装置 1 の先端部が病変部 6 3 付近まで挿入されたとき、内視鏡 8 0 により病変部 6 3 の表面の状態を観察し、レーザ光の照射位置、照射方向、照射状況の確認を行う。さらにこのとき、同時に超音波診断手段等を用いることによって病変部 6 3 の深さ方向の状態を確認することができ、より容易に位置を特定するこ

とができる。

【0083】観察手段としては、例えば内視鏡手段、超音波診断手段、造影剤を用いた造影手段等が挙げられる。さらに生体内管腔内の状態を監視するための他の装置（例えば、圧力測定器、温度測定器、電位測定器等）を備えてもよい。なお、出射手段および変換手段は上述した各実施形態で説明したものを用いることができる。

【0084】内視鏡 8 0 により病変部 6 3 の観察が行われた状態で、図に示すように複数のレーザ光が平行光となって出射されている。

【0085】さらに、各レーザ光は尿道壁 6 2 1 を透過し、深部に位置する病変部 6 3 において集中するように照射される。これにより病変部 6 3 の組織は加熱、凝固等の変性を生じて治療が行われる一方、尿道壁 6 2 1 ではレーザ光は畳重・集中しないためエネルギー密度は小さく組織は損傷しない。

【0086】なお、内視鏡 8 0 は本実施形態のタイプのものに限らず、後方斜視型等その他いかなるタイプのものであってもよい。

【0087】以上、本発明のレーザ照射装置を図示の各実施形態について説明したが、本発明はこれらに限定されるものではなく、各手段の構成は同様の機能を有する任意の構成に置換することができる。例えば、上述の各実施形態の特徴を適宜組み合わせたものであってもよい。

【0088】また、シース 5 0 またはアウターシース 5 3 に親水性潤滑性物質を塗布する構成としてもよい。これにより水分の付与によって潤滑性をより向上させることができ、シース 5 0 等を生体内管腔に挿入して使用する際の生体組織との摩擦を軽減することができる。このような親水性潤滑性物質としては、カルボキシメチルセルロース、多糖類、ポリビニルアルコール、ポリエチレンオキサイド、ポリアクリル酸ナトリウム、メチルビニルエーテル無水マレイン酸共重合体、水溶性ポリアミド等が挙げられるが、なかでもメチルビニルエーテル無水マレイン酸共重合体がより好ましい。

【0089】また、出射手段の位置・角度等を制御するための角度可変機構、位置調節機構を備えたものであってもよい。

【0090】

【発明の効果】以上述べたように、本発明のレーザ照射装置は、例えば血管、尿道、腹腔等の生体内管腔等に挿入して使用される場合、照射表面組織を損傷することなく、深部に位置する目的部位に対し十分なレーザ光を供給することができ生体深達性に優れる。

【0091】また、目的部位の周辺に対するレーザ光の影響を抑制することができ照射部位選択性に優れる。

【0092】さらに、固定手段、冷却手段、観察手段等を備えることにより、より安全でかつ効果的、効率的なレーザ治療を行うことができる。

【図面の簡単な説明】

10

20

30

40

50

【図 1】 本発明のレーザー照射装置の第 1 実施形態を示す概略断面図である。

【図 2】 図 1 に示すレーザー照射装置の使用状態の一例を示す概略断面図である。

【図 3】 本発明のレーザー照射装置の第 2 実施形態を示す概略断面図である。

【図 4】 本発明のレーザー照射装置の第 3 実施形態を示す概略断面図である。

【図 5】 本発明のレーザー照射装置の第 4 実施形態を示す概略断面図である。

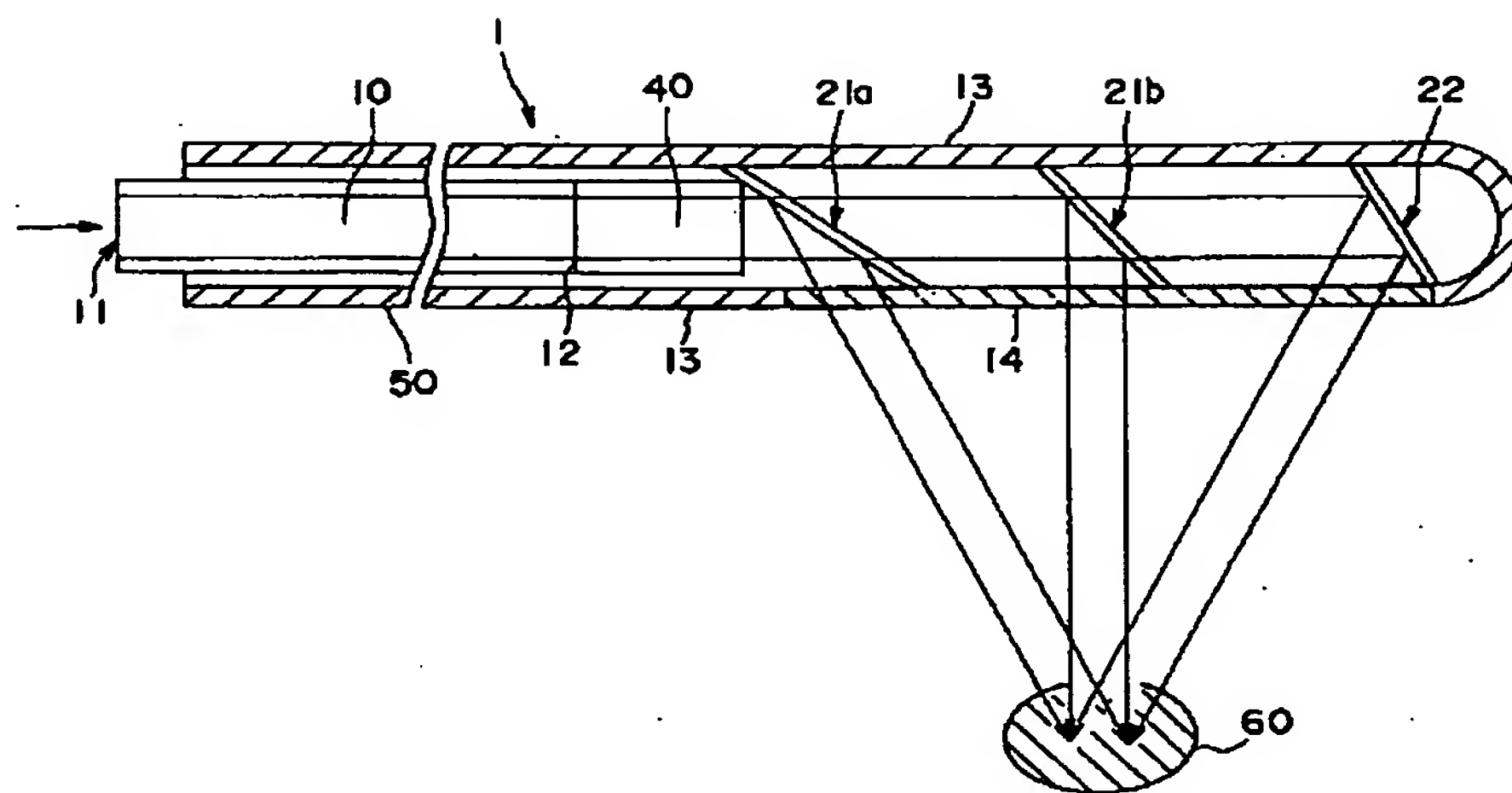
【図 6】 本発明のレーザー照射装置の第 5 実施形態を示す概略断面図である。

【符号の説明】

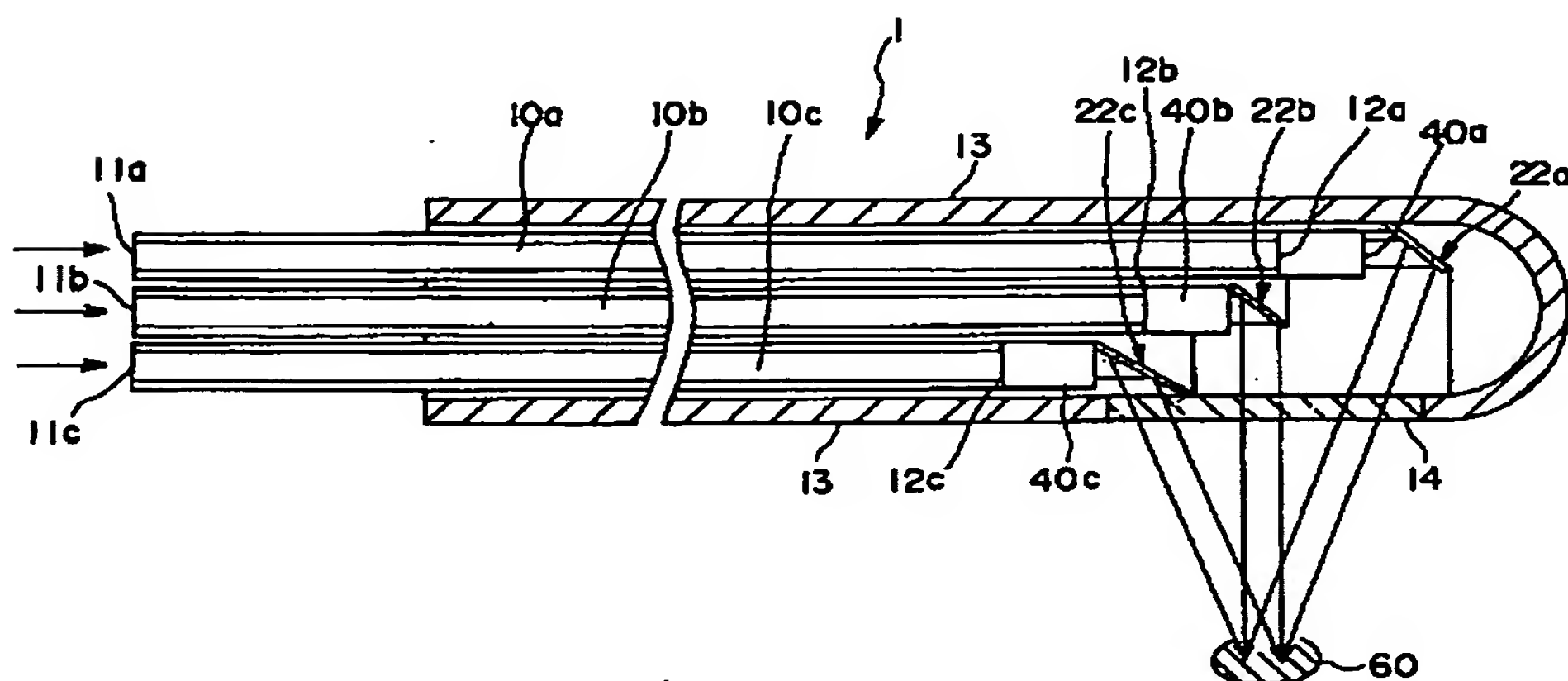
1 レーザ治療装置  
21 a、21 b ビームスプリッター  
22 反射鏡  
22 a、22 b、22 c 反射鏡

40 コリメートレンズ  
40 a、40 b、40 c コリメートレンズ  
50 シース  
52 内視鏡ルーメン  
53 アウターシース  
60 目的部位  
62 尿道  
621 尿道壁  
63 病変部  
10 光ファイバ  
11 入射端部  
11 a、11 b、11 c 入射端部  
12 出射端部  
12 a、12 b、12 c 出射端部  
13 本体部  
14 窓部

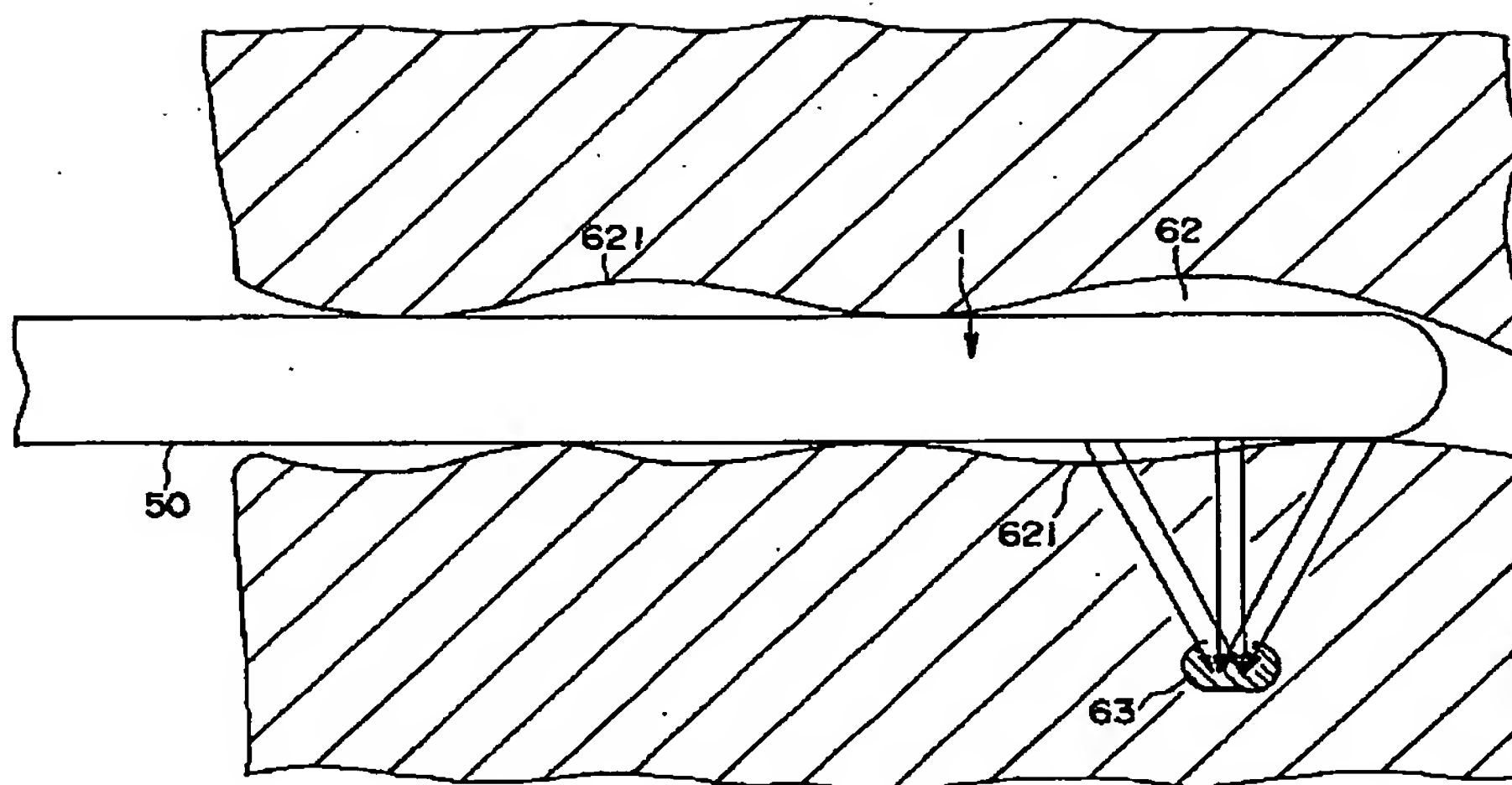
【図 1】



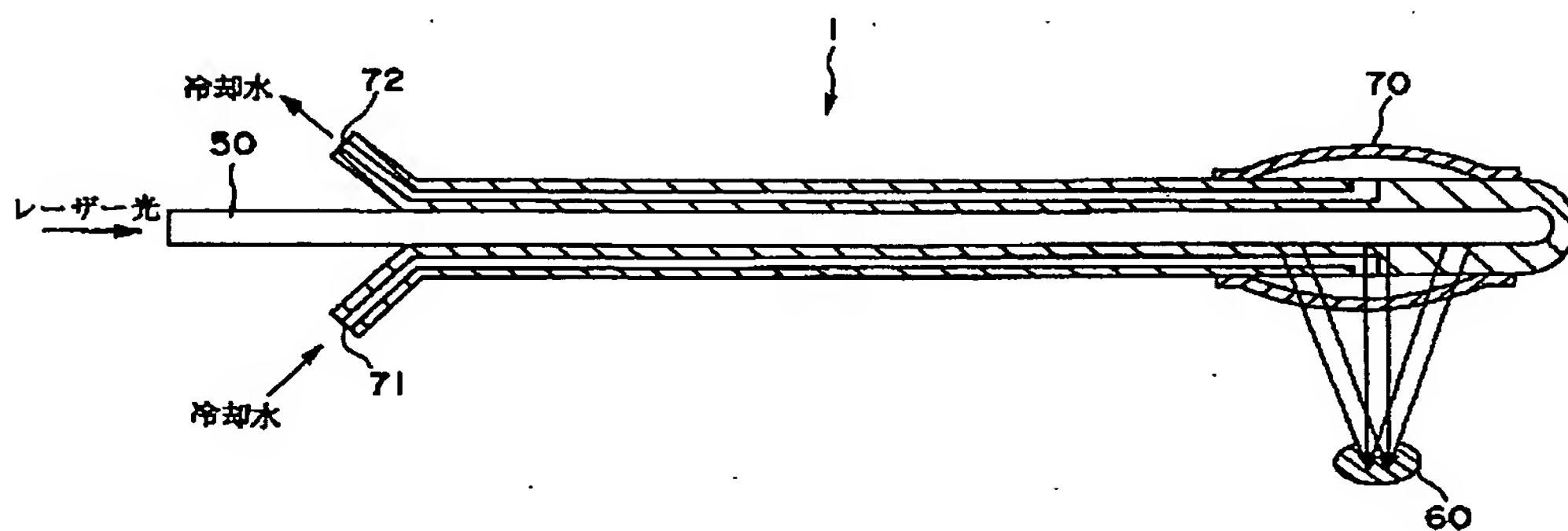
【図 3】



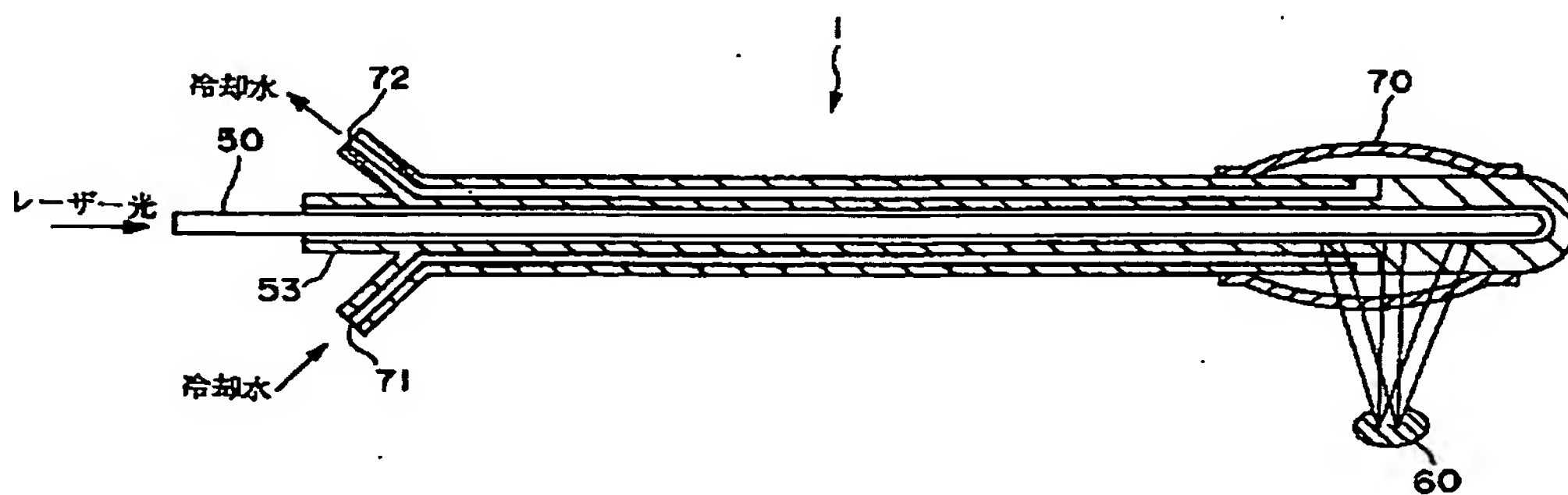
【図 2】



【図 4】



【図 5】



【図 6】

